

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ОБОСНОВАНИЕ ПРИМЕНЕНИЯ АУТОЛОГИЧНОГО МОДИФИЦИРОВАНИЯ ДЕНТАЛЬНЫХ ИМПЛАНТАТОВ НА ОСНОВЕ НЕТКАНОГО ТИТАНОВОГО МАТЕРИАЛА СО СКВОЗНОЙ ПОРИСТОСТЬЮ

*Алексей Евгеньевич Щербовских**

Самарский государственный медицинский университет, г. Самара, Россия

Реферат

DOI: 10.17750/KMJ2015-1000

Цель. Экспериментальное обоснование применения технологии аутологичного модифицирования дентальных имплантатов на основе нетканого титанового материала со сквозной пористостью с учётом показателей первичной стабильности штифта-распорки.

Методы. В рандомизированном исследовании использовано 20 препаратов нижней челюсти свиньи в возрасте от 9 до 13 мес. Методом периостометрии проведена сравнительная оценка показателей стабильности моделей дентальных имплантатов на основе нетканого титанового материала со сквозной пористостью, установленных по традиционной технологии и с применением технологии аутологичного модифицирования с диаметрами штифтов-распорок 2,2 и 2,0 мм, выполненных в виде монолитных титановых стержней с гладкой поверхностью.

Результаты. Увеличение диаметра штифта-распорки с 2,0 до 2,2 мм в моделях дентальных имплантатов с втулкой из нетканого титанового материала со сквозной пористостью увеличивает показатели стабильности на 13,33 РТ, с втулкой из нетканого титанового материала, модифицированного аутологичной костной тканью, — на 2,7 РТ. Аутологичное модифицирование костной тканью нетканого титанового материала со сквозной пористостью увеличивает показатели стабильности имплантатов при диаметре штифта-распорки 2,0 мм на 13,49 РТ, при 2,3 мм — на 2,86 РТ.

Вывод. Стабильность модели дентального имплантата зависит от диаметра штифта-распорки внутрикостной части и плотности нетканого титанового материала со сквозной пористостью, регулируемой через аутологичную костную модификацию; результаты исследования позволяют шире использовать технологию аутологичного модифицирования дентальных имплантатов на основе нетканого титанового материала со сквозной пористостью в клинической практике.

Ключевые слова: дентальный имплантат, первичная стабильность, аутокость, остеоинтеграция, нетканый титановый материал со сквозной пористостью, металлорезина.

EXPERIMENTAL RATIONALE FOR AUTOLOGOUS MODIFICATION OF DENTAL IMPLANTS BASED ON NONWOVEN TITANIUM MATERIAL WITH THROUGH POROSITY

A.E. Shcherbovskikh

Samara State Medical University, Samara, Russia

Aim. To provide the experimental rationale for technology of autologous modification of dental implants based on nonwoven titanium material with a through porosity considering the indicators of peg-spacer primary stability.

Methods. Randomised study included 20 preparations of mandible of pigs aged from 9 to 13 months. Periost test method was used for comparative assessment of stability indicators of dental implants models based on non-tissue titanium material with a through porosity that were installed using the conventional technology and by autologous modification using pin spacer diameters of 1.8, 2.0 and 2.3 mm.

Results. Increasing the pin spacer diameter from 2.0 to 2.2 mm increases the indicators of stability by 13.33 PT in models of dental implants with sleeve of nonwoven titanium material with a through porosity, by 2.7 PT — with sleeve of nonwoven titanium material modified by autologous bone. Modification of nonwoven titanium material with a through porosity by autologous bone increases implant stability by 13.49 PT with pin spacer diameter of 2.0 mm, by 2.86 PT — with pin spacer diameter of 2.3 mm.

Conclusion. The stability of the dental implant model depends on the pin spacer diameter of the intraosseous part and the density of nonwoven titanium material with a through porosity, which is regulated by autologous bone modification. Study results suggest using the technology of autologous modification of dental implants based on nonwoven titanium material with a through porosity widely in clinical practice.

Keywords: dental implant, primary stability, autobone, bone integration, nonwoven titanium material with a through porosity, metal rubber.

Одна из наиболее актуальных проблем в современной дентальной имплантологии — процесс остеоинтеграции. Морфологически остеоинтеграция определяется как прямой контакт кости с имплантатом и обеспечивает жёсткую фиксацию дентального имплантата в альвеолярной кости [4, 5].

Характеристика структуры поверхности дентального имплантата является одним из

ключевых факторов, участвующих в оптимизации остеоинтеграции [3]. Изменяя характеристики поверхности, можно управлять процессами его остеоинтеграции [9, 10].

В настоящее время исследования сосредоточены на оценке воздействия органических соединений, таких как белки и пептиды, используемых для покрытия поверхности имплантата, на ткани, окружающие имплантат [6, 7]. Биологически активные покрытия на имплантатах получают

электрохимическими методами, методами плазменного, магнетронного, лазерного напыления биоактивного материала. Высокоэнергетические воздействия, характерные для данных методов, приводят к частичной деструкции материалов и снижению их эффективности [8]. Одной из наиболее перспективных технологий по включению в состав имплантата остеоиндуктора или остеокондуктора служит технология холодного прессования, позволяющая сохранить свойства биоактивного материала. Один из перспективных материалов для изготовления дентальных имплантатов технологией холодного прессования — нетканый титановый материал со сквозной пористостью (металлорезина), представляющий собой упруго-демпферный пористый материал [1].

Нами разработан новый тип дентального имплантата, отличающийся от традиционных конструкций тем, что трансплантат запрессован в металлорезину заранее или во время операции. Нетканый титановый материал с запрессованным трансплантатом включён в состав внутрикостного элемента конструкции имплантата, фиксация которого обеспечивается штифтом-распоркой [2].

Цель исследования — сравнительная оценка показателей первичной стабильности моделей дентальных имплантатов на основе нетканого титанового материала со сквозной пористостью, установленных по традиционной технологии и с применением технологии аутологичного модифицирования.

В рандомизированном исследовании использовано 20 препаратов нижней челюсти свиньи в возрасте от 9 до 13 мес. Препараты исследовали в течение 2 ч после усыпления животного. Препараты нижней челюсти были очищены от мягких тканей и помещены в увлажнённые изотоническим раствором натрия хлорида салфетки. Орошение раствором проводили на всех подготовительных этапах и при препарировании костной ткани нижней челюсти. Все препараты, включённые в исследование, имели частично беззубую челюсть или интактный зубной ряд. В качестве экспериментальной модели зоны имплантации использовали нижний край подбородочного отдела нижней челюсти.

В качестве прототипа для экспериментальной модели дентального имплантата была использована конструкция, состоящая из штифта-распорки, расклинивающего внутрикостную пористую втулку, в форме цилиндра из металлорезины со сквозной

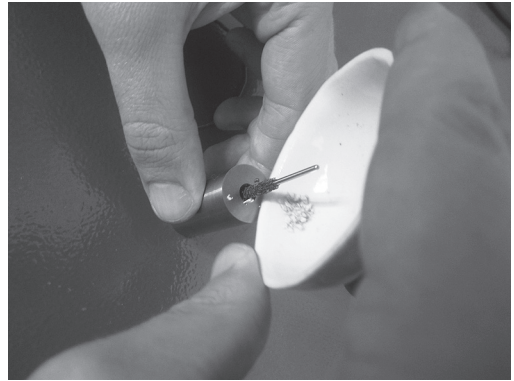


Рис. 1. Аутологичное модифицирование нетканого титанового материала со сквозной пористостью костной стружкой

пористостью [2]. Аутологичное модифицирование моделей дентальных имплантатов на основе нетканого титанового материала со сквозной пористостью проводили при формировании костного ложа.

Полученную костную стружку собирали в дозатор, объём которого соответствовал объёму пористости имплантата, после чего проводили укладку нетканого титанового материала со сквозной пористостью в пресс-форму. При укладке материала костную стружку засыпали в воронку пресс-формы, после чего заготовку погружали в пресс-форму и производили холодное прессование. Препараты нижней челюсти свиньи фиксировали в слесарных тисках на верстаке.

Модель дентального имплантата состояла из цилиндрической втулки на основе нетканого титанового материала со сквозной пористостью, выполненной из титановой проволоки толщиной 0,08 мм марки ВТ-00 и штифта-распорки. Втулка имела внешний диаметр 3,5 мм, внутренний диаметр — 1,6 мм, длину — 7 мм, объём пористости — $70 \pm 2\%$. Цилиндрическая втулка, объём пористости которой был модифицирован аутологичной костной тканью, имела идентичные размеры (рис. 1).

В качестве элемента модели дентального имплантата (штифта-распорки) использовали монолитные титановые стержни с гладкой поверхностью диаметрами 2,0 и 2,2 мм. По нижнему краю нижней челюсти в подбородочной области симметрично по отношению к срединной линии при помощи шести фрез поэтапно формировали костные ложа диаметром 3,5 мм и глубиной 7 мм.

Образцы были разделены на две группы (по 10 препаратов), которые одновременно располагали в пределах одной челюсти. Группы были разделены сагиттальной ли-



Рис. 2. Установка втулки на основе нетканого титанового материала с пористостью в костное ложе

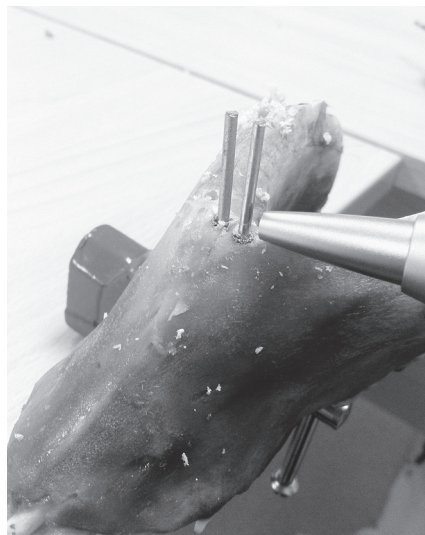


Рис. 3. Оценка первичной стабильности модели дентального имплантата

нией, проходящей через середину подбородочного отдела нижнего края нижней челюсти. В первой группе в два костных ложа челюсти устанавливали модели дентальных имплантатов на основе со сквозной пористостью. Во второй группе, на противоположной стороне челюсти, устанавливали две модели дентальных имплантатов на основе металлорезины со сквозной пористостью, модифицированных аутологичной костной тканью. В каждое костное ложе производили установку втулки, во внутренний канал которой вбивали штифт-распорку (рис. 2).

В каждой группе устанавливали два штифта-распорки диаметрами 2,0 и 2,2 мм.

Первичную стабильность (PT) оценивали при помощи аппарата «PERIOTEST M SIEMENS» (рис. 3).

Прибор состоит из ударного устройства, выполненного в виде наконечника, и устройства, измеряющего время возврата подвижной части прибора в исходное положение. Наконечник передаёт зубу электронно-контролируемый механический импульс, регулирующая катушка обеспечивает постоянную частоту импульсов бойка с компенсацией трения и силы тяжести.

Получив электрический импульс, боёк наносит удар по поверхности зуба или имплантата. Сила взаимодействия бойка и зуба преобразуется пьезокристаллом в аналоговый электрический сигнал, который оцифровывается в блоке аналого-цифрового преобразователя и передаётся в процессор. По окончании цикла из 16 ударов процессор вызывает данные из оперативного за-

поминающего устройства и, усреднив их значения, проводит логическое сравнение с матрицей (полученной экспериментальным путём). Определив, к какой группе относится результат, прибор посылает сигналы звуковому и индикаторному блокам для вывода результатов в голосовой и цифровой формах. До начала следующего измерения результат сохраняется и отображается на индикаторе в виде цифрового индекса.

Каждый тест повторяли не менее 3 раз, после чего определяли среднестатистическое значение. При статистической обработке результатов исследования вычисляли среднее арифметическое (M) и среднюю ошибку среднего арифметического (m). Для оценки статистической значимости различий использовали непараметрический критерий Манна-Уитни для независимых групп. Различия уровня признака в сравниваемых группах статистически значимым считали при $p < 0,05$.

В ходе исследования нами получена зависимость результатов периотестометрии моделей дентальных имплантатов от диаметра штифта-распорки и аутологичной модификации нетканого титанового материала со сквозной пористостью (табл. 1).

Сравнение моделей дентальных имплантатов с штифтами-распорками в виде титанового стержня диаметром 2,0 и 2,2 мм показало, что увеличение диаметра приводит к стабилизации моделей дентальных имплантатов как в первой, так и во второй группах.

Сравнение моделей дентальных имплантатов с одинаковым диаметром штифтов-распорок как в первой, так и во второй груп-

Таблица 1

Зависимость результатов перитестометрии моделей денальных имплантатов от диаметра штифта-распорки и аутологичной модификации нетканого титанового материала со сквозной пористостью (M±m)

Диаметр штифта-распорки (титановый стержень), мм	Первая группа. Нетканый титановый материал со сквозной пористостью, РТ**	Вторая группа. Нетканый титановый материал, модифицированный аутологичной костной стружкой, РТ**	Разница результатов (M1-M2), РТ**
2,0 (n=20)	18,31±0,23*	4,82±0,12*	13,49
2,2 (n=20)	4,98±0,14*	2,12±0,14*	2,86

Примечание: *различия для первой и второй групп, p < 0,05; **РТ – единица стабильности прибора «PERIOTEST M».

пах показало, что во всех случаях показания прибора «PERIOTEST M» для нетканого титанового материала со сквозной пористостью, модифицированного аутологичной костной тканью, были выше, чем для нетканого титанового материала со сквозной пористостью. Эта закономерность справедлива для всех диаметров штифтов-распорок в моделях денальных имплантатов.

Увеличение диаметра штифта-распорки с 2,0 до 2,2 мм в моделях денальных имплантатов с втулкой из нетканого титанового материала со сквозной пористостью увеличивает показатели стабильности на 13,33 РТ, с втулкой из нетканого титанового материала, модифицированного аутологичной костной тканью, – на 2,7 РТ.

Аутологичное модифицирование костной тканью нетканого титанового материала со сквозной пористостью увеличивает показатели стабильности имплантатов при диаметре штифта-распорки 2,0 мм на 13,49 РТ, при 2,3 мм – на 2,86 РТ.

При аутологичной модификации нетканого титанового материала со сквозной пористостью упруго-гистерезисные характеристики материала изменяются, а его модуль упругости увеличивается. Это повышает напряжение в материале втулки и соответственно увеличивает давление на штифт-распорку, что обеспечивает его стабилизацию. Таким образом, использование наполнителя в виде аутологичной костной ткани позволяет изменять параметры нетканого титанового материала со сквозной пористостью.

ВЫВОДЫ

1. Стабильность модели денального имплантата зависит от диаметра штифта-распорки внутрикостной части и плотности нетканого титанового материала со сквозной пористостью, регулируемой через аутологичную костную модификацию.

2. Результаты исследования позволяют шире использовать технологию аутологичного модифицирования денальных имплантатов на основе металлорезины со сквозной пористостью в клинической практике.

ЛИТЕРАТУРА

1. Щербовских А.Е. Оценка биологической совместимости нетканого титанового материала со сквозной пористостью на культуре мультипотентных мезенхимальных стромальных клеток в эксперименте. *Аспирант. вестн. Поволжья*. 2014; 1-2: 210-213. [Shcherbovskikh A.E. The evaluation of biological compatibility of nonwoven titanium material with a through porosity on culture of multipotent mesenchymal stromal cells in experiment. *Aspirantskiy vestnik Povolzh'ya*. 2014; 1-2: 210-213. (In Russ.)]
2. Щербовских А.Е., Байриков И.М., Мизина П.Г. *Денальный имплантат (варианты)*. Патент на полезную модель №143685. Бюлл. №21 от 27.07.2014. [Shcherbovskikh A.E., Bayrikov I.M., Mizina P.G. *Dental implant (options)*. Patent for utility model №143685. Bulletin №21, issued at July 27, 2014. (In Russ.)]
3. Albrektsson T., Branemark P.I., Hansson H.A., Lindstrom J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop. Scand*. 1981; 52: 155-170.
4. Franchi M., Fini M., Martini D. et al. Biological fixation of endosseous implants. *Micron*. 2005; 36: 665-671.
5. Joos U., Wiesmann H.P., Szuwart T., Meyer U. Mineralization at the interface of implants. *Intern. J. Oral Maxillofacial Surg*. 2006; 35: 783-790.
6. Kim J.E., Kang S.S., Choi K.H. et al. The effect of anodized implants coated with combined rhBMP-2 and recombinant human vascular endothelial growth factors on vertical bone regeneration in the marginal portion of the peri-implant. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol*. 2013; 115: 24-31.
7. Lee J.K., Cho L.R., Um H.S. et al. Bone formation and remodeling of three different dental implant surfaces with Escherichia coli-derived recombinant human bone morphogenetic protein 2 in a rabbit model. *Int. J. Oral Maxillofac. Impants*. 2013; 28: 424-430.
8. Saber-Samandari S., Alamara K., Gross K.A. Micro-Raman spectroscopy shows how the coating process affects the characteristics of hydroxylapatite. *Acta Biomater*. 2013; 9: 9538-9546.
9. Wennerberg A., Albrektsson T. Effects of titanium surface topography on bone integration: a systematic review. *Clin. Oral Implants Res*. 2009; 20: 172-184.
10. Wennerberg A., Albrektsson T. On implant surfaces: a review of current knowledge and opinions. *Int. J. Oral Maxillofac. Impants*. 2010; 25: 63-74.